

Rec'd PCT/PTC 21 SEP 2004

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)



REC'D 09 MAY 2003	
WIPO	PCT

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 12 726.3

Anmeldetag: 21. März 2002

Anmelder/Inhaber: Dipl.-Ing. Armin Bernhard, Wien/AT

Bezeichnung: Schallaufnehmer für ein implantierbares Hörgerät

IPC: A 61 F, H 04 R

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 4. April 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Ebert

DR. RER. NAT. WULF BAUER
PATENTANWALT

BAYENTHALGÜRTEL 15
D - 50968 KÖLN - MARIENBURG
TELEFON: (0221) 38 05 01
TELEFAX: (0221) 38 05 03

B10-1/02

Anmelder: Dipl.-Ing. Armin Bernhard, Flotowgasse 18, A-1190 Wien

Bezeichnung: Schallaufnehmer für ein implantierbares Hörgerät

Die Erfindung bezieht sich auf einen Schallaufnehmer für ein implantierbares Hörgerät.

Seit einigen Jahren wird hochgradig oder vollständig schwerhörigen Menschen durch die rasante Weiterentwicklung von Cochlea-Implantaten (CI) die Möglichkeit gegeben, ein offenes Sprachverständnis zu erlangen. Zu beachten ist, dass bei Cochlea-Implantaten im Unterschied zu Mittelohrprothesen, die nur die Funktion des Mittelohrs unterstützen und verbessern, die Funktionen von Außenohr, Mittelohr und Innenohr ersetzt werden. CI's versuchen, die typische Frequenzselektivität, die Amplitudenauflösung sowie die Dynamik des normalen Ohres nachzubilden. Somit wird die Informationsverarbeitung zwischen Ohrmuschel und Hirnrinde, die bei vielen Schwerhörigen durch eine Störung des Innenohres unterbrochen ist, wieder hergestellt.

Eine Cochleaprothese besteht heute im wesentlichen aus zwei Teilen, die über eine drahtlose Übertragungsstrecke transkutan verbunden sind - einem externen HdO-(Hinter-dem-Ohr)-Gerät und einem implantierbaren Teil. Der externe Teil beinhaltet ein Mikrophon, einen Signalprozessor, einen Sender und ein Batteriefach zur Energieversorgung. In diesem externen Teil werden das von dem elektroakustischen Schallsensor aufgenommene Signal verarbeitet und die Ausgangsmuster über Stimulationsparameter - für jeden Schwerhörigen individuell verschieden - berechnet. Der innere Teil besteht

aus einem Empfänger zur Aufnahme der berechneten elektrischen Reizsignale und einem in die Cochlea eingeführten Elektrodenarray, das den Hörnerv durch elektrische Impulse stimuliert.

Eine Verbesserung der Schallaufnahme verspricht die Ausnutzung der natürlichen Gegebenheiten des Ohres. Zudem können die sozialen Probleme durch das Tragen des externen Prozessorteils verringert werden, indem die Cochleaprothese vollimplantierbar gemacht wird. Eine der größten Herausforderungen stellt dabei die Schallaufnahme durch ein vollimplantierbares Mikrophon dar.

Da die meisten CI-Träger ein intaktes, also voll funktionstüchtiges Außen- und Mittelohr haben, sollten diese anatomischen Gegebenheiten zur Verbesserung der Signalaufnahme und in weiterer Folge der Signalverarbeitung mit mehr Informationsinhalt herangezogen werden.

Zur Zeit sind zwei verschiedene Arten von vollimplantierbaren Mikrophonen aus dem Bereich der Mittelohrprothetik bekannt. Die erste Methode verwendet ein normales Luftschallmikrophon unter der Haut, das entweder am Kopf oder im Ohrkanal implantiert wird.

Die zweite Methode macht sich die piezoelektrischen Eigenschaften von Biegeschwingern zunutze. Der Sensor wird im Mittelohr befestigt und mit einer starren Verbindung mit dem Malleus verbunden. Das schwingende Trommelfell - fix mit dem Malleus verbunden - ermöglicht mit Hilfe des piezoelektrischen Elements eine Messung des Weges des mitschwingenden Hammerkopfes. Diese Wegveränderung des Hammerkopfes ist dem anregenden Schallsignal proportional, US 5,899,847. Nachteil dieser Schallaufnahme ist jedoch die Tatsache, dass der Incus aus dem Mittelohr entfernt werden muss, um die Fixierung des Sensors im Mittelohr zu gewährleisten.

Trotz der Miniaturisierung des externen HdO-Prozessors leiden CI-Träger noch immer an ihrer Behinderung, da ihre Bewegungsfreiheit durch das Tragen des externen Teils z.B. bei Sport stark eingeschränkt ist. Bei Kindern ist dieses Problem am größten. In vielen Fällen kann das zur sozialen Isolation führen. Hinzu kommt noch, dass viele Jugendliche eine CI-Versorgung ablehnen oder nach einer Operation das Cochlea-Implantat nicht verwenden, da der externe Teil sichtbar hinter dem Ohr getragen werden muß und dadurch sehr leicht eine Behinderung zu erkennen ist.

Hier setzt nun die Erfindung ein. Sie hat es sich zur Aufgabe gemacht, einen Schallaufnehmer für ein implantierbares Hörgerät anzugeben, der selbst einfach und günstig implantierbar ist und ein funktionstüchtiges Aussen- und Mittelohr nutzt.

Gelöst wird diese Aufgabe durch einen Schallaufnehmer für ein implantierbares Hörgerät, insbesondere für ein Cochlea-Implantat.

Der erfindungsgemäße Schallaufnehmer wird mechanisch direkt mit einem der Ossikel der Ossikelkette verbunden. Ossikel sind Malleus (Hammer), Incus (Amboß) und Stapes (Steigbügel). Das Befestigungsmittel wird so ausgelegt, dass eine möglichst leichtgewichtige, dennoch aber feste Verbindung mit einem Ossikel der Ossikelkette erreicht wird. Die impedanztransformierte Wirkung der Ossikelkette ermöglicht eine weiterentwickelte Form der Schallabnahme mit einem Sensor auf der Ossikelkette, der die Beschleunigung der schwingenden Teile aufnimmt, wodurch das anregende Signal abgeleitet werden kann. Diese Schwingungsaufnahme kann mit Hilfe eines hochempfindlichen, miniaturisierten elektroakustischen Wandlers realisiert werden. Für die Fixierung im Mittelohr an der Ossikelkette werden Schallaufnehmer mit einem Frequenzbereich von ca. 300 Hz bis 8 kHz, der für die Signalverarbeitung bei CI's benötigt wird, eingesetzt.

Es ist zu beachten, dass abhängig von der Sensormasse und der Geometrie des Sensors - fixiert an einer der Ossikel - dessen Trägheitsmoment die Bewegungsfreiheit der verschiedenen Ossikel beeinflusst. Aufgrund der geringen Massen der Ossikelkettenteil - Malleus: Masse ca. 25mg, Incus: Masse ca. 28 mg, Stapes: Masse ca. 3 mg - sollte der Sensor ein Gewicht von maximal 100 mg, vorzugsweise maximal 50 bzw. 20 mg haben. Des weiteren ist zu beachten, dass im Mittelohr sehr wenig Platz ist und die geometrischen Abmessungen der Ossikel sehr klein sind - Malleus: Länge 8 mm, Winkel zwischen Kopf und Manubrium 140°; Incus: Länge Crus breve (kurzer Schenkel) 5mm und Crus longum (langer Schenkel) 7mm, Winkel 100°; Stapes: Höhe 3,5 mm, Fußplattenlänge 3mm, Breite 1,4 mm, Fläche 3mm². Dies erfordert, dass der Sensor höchstens eine Höhe von 5mm und Breite von 5mm haben sollte. Die geometrische Form ist nicht von so großer Bedeutung. Es kann sowohl ein homogener Zylinder als auch eine rechteckige Form verwendet werden.

Der große Unterschied zu den schon bekannten Schwingungsaufnehmern für Mittelohrprothesen liegt darin, dass der Schwingungsaufnehmer über eine feste Verbindung mit den Gehörknöchelchen verbunden ist und die Beschleunigung erfasst. Der Sensor kann in beliebiger Richtung zur Ossikelkettenbewegung empfindlich sein, beispielsweise in Querrichtung oder in Längsrichtung. Weil die Beschleunigung erfasst wird, muss der Beschleunigungsaufnehmer nicht zusätzlich irgendwo, beispielsweise einem Knochen, abgestützt oder befestigt sein. Er muss lediglich mit einem Ossikel und darüber hinaus nicht weiter verbunden werden. Insbesondere ist der Sensor vollständig kapselbar. Alle Relativbewegungen finden innerhalb eines hermetisch abschließbaren Gehäuses statt. Relativbewegungen zwischen zwei Teilbereichen des Sensors (wie bei US 5,899,847) fallen nicht an.

Zur Schallaufnahme ist keine weitere Systemkomponente notwendig. Durch die Miniaturisierung des Wandlers und die rasche Weiterentwicklung der

Halbleitertechniken kann ein Impedanzwandler und/oder A/D-Wandler in den Sensor, nämlich in ein Gehäuse des Sensors, integriert werden. Mit Hilfe des A/D-Wandlers können die aufgenommenen Signale digital an die weiteren Systemeinheiten übertragen werden. Die Empfindlichkeit gegen elektromagnetische Störeinflüsse (EMV) wird erheblich verbessert. Die Verbindung des Schwingungsaufnehmers mit der Signalverarbeitungseinheit eines implantierbaren Hörgeräts oder Cochleaimplantats erfolgt über sehr feine und dünne Drähte, deren Masse und Elastizität möglichst gering sind, sodass sie die Bewegung des Ossikels möglichst wenig behindern. Das Sensorgehäuse und auch die Anschlussdrähte des Sensors zur Signalverarbeitungseinheit müssen aus bioverträglichen Materialien gefertigt sein, z.B. Titan für das Gehäuse, Golddrähte für die elektrische Ableitung des vom Sensor aufgenommenen Signals.

Der Schwingungsaufnehmer kann entweder mit Hilfe einer Spange um eines der Ossikel oder mit einem Klebstoff befestigt werden. Ebenso könnte der Sensor mit einer Klammer am Umbo durch das Trommelfell hindurch befestigt werden. Zwar würde das eine Verletzung des Trommelfells bedeuten, dies sollte aber zuwachsen.

Hinzu kommt noch, dass weder einzelne Knöchelchen der Ossikelkette entfernt (siehe US 5,899,847) noch zusätzliche chirurgische Eingriffe im menschlichen Körper während der CI Implantation zur Fixierung des Wandlers gemacht werden müssen, da das Mittelohr zur Insertion der Cochlea Elektrode ohnehin geöffnet werden muss.

Der erfindungsgemäße Beschleunigungsaufnehmer hat eine nach außen abgeschlossenes, dichtes Gehäuse. In seinem Inneren befindet sich ein schwingfähiges Gebilde, beispielsweise eine Folie, eine Zunge (in Form einer Blattfeder), eine Biegeplatte usw.. Dem schwingfähigen Gebilde ist an der Stelle, wo die größte Elongation möglich ist, vorzugsweise eine kleine Masse

zugeordnet, an der die Beschleunigungskräfte angreifen können. An einer endseitig eingespannten Blattfeder kann man auch ohne einer derartige Masse arbeiten.

Weitere Vorteile und Merkmale ergeben sich aus den übrigen Ansprüchen sowie der nun folgenden Beschreibung von nicht einschränkt zu verstehenden Ausführungsbeispielen, die unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher erläutert werden. In dieser Zeichnung zeigen:

Fig. 1: Ein Schnittbild durch ein Ohr, dargestellt sind Außenohr A und Mittelohr M, das Innenohr I ist angedeutet, gezeigt ist ein mit dem Incus fest verbundener Beschleunigungsaufnehmer,

Fig. 2: eine Darstellung wie Fig. 1, jedoch ist nun mehr die Verbindung zwischen Incus und Stapes durchtrennt,

Fig. 3: eine prinzipielle Darstellung eines Beschleunigungsaufnehmers, der hier eine endseitig eingespannte Blattfeder aus piezoelektrischem Material aufweist,

Fig. 4: eine Darstellung ähnlich Fig. 3, jedoch für eine kapazitive Anordnung,

Fig. 5: eine Darstellung ähnlich Fig. 3, jedoch mit einer piezoelektrischen Platte, die endseitig gehalten ist und die im Mittelbereich schwingen kann

Fig. 6: eine Darstellung wie Fig. 3, jedoch mit einer eingespannten, dünnen Folie, der ein Permanentmagnet zugeordnet ist, der in eine stationäre Spule eintaucht,

Fig. 7: einen Querschnitt durch einen Beschleunigungsaufnehmer mit einer piezoelektrischen Folie und zugeordneter Elektronik,

Fig. 8: einen Querschnitt durch einen Beschleunigungsaufnehmer mit einer endseitig eingespannten piezoelektrischen Folie und Elektronik

Fig. 9: einen Querschnitt ähnlich Fig. 8 mit einer randseitig eingespannten piezoelektrischen Folie, der mittig eine Masse zugeordnet ist,

Fig. 10: eine Darstellung ähnlich Fig. 8, jedoch mit optischer Abtastung der Auslenkung und

Fig. 11: eine Darstellung ähnlich Fig. 8, jedoch mit kapazitiver Erfassung der Auslenkung einer Masse.

Fig. 1 und 2 zeigen ein Trommelfell 15 und die Ossikel Malleus 16, Incus 17 und Stapes 18. Am Incus 17 ist der Beschleunigungsaufnehmer befestigt. Er hat ein allseitig abgeschlossenes, völlig dichtes Gehäuse 20 aus einem bioverträglichen Material, beispielsweise einer dünnen Goldfolie oder aus dünnem Titanblech. Es sind auch Kunststoffgehäuse möglich, diese sind innen leitfähig beschichtet oder bedampft, so dass sie einen Faradayschen Käfig bilden. Im Gehäuse 20 befindet sich ein schwingfähiges Gebilde 22, dass unterschiedliche Gestalt annehmen kann. Das Gehäuse 20 ist zweiteilig, es ist typischerweise aus zwei Halbschalen aufgebaut, die überlappend oder in anderer Form dicht miteinander schließbar sind.

In Fig. 2 ist die Verbindung zwischen Incus 17 und Stapes 18 bei 19 durchtrennt. Dadurch erreicht man eine etwa Verzehnfachung der Amplitude der Bewegung des Incus 17 durch Schall.

Im Ausführungsbeispiel nach Fig. 3 ist das schwingfähige Gebilde 22 eine

endseitig eingespannte Blattfeder 35 aus piezoelektrischem Material, hier Keramik, nämlich Bariumtitanat. Auf beiden gegenüberliegenden Hauptflächen sind Elektroden angebracht. Über Zuleitungen 24, 26 erfolgt die Verbindung nach außen, dabei sind Durchführungen 28 im Gehäuse 20 vorgesehen.

Am freien Ende der Blattfeder 35 aus Piezokeramik ist eine Masse 30 angeordnet. Bei Einwirken einer Änderung der Beschleunigung findet eine Bewegung in Richtung der Pfeile 32 statt. Dadurch wird das Piezomaterial deformiert und erscheint an den Zuleitungen 24, 26 ein Signal.

In der Ausführung nach Fig. 4 besteht das schwingfähige Gebilde aus zwei dünnen baugleichen Blattfedern 36, die hier aus dünnem Metall oder einem metallisierten Kunststoff gefertigt sind. Sie haben an ihren freien Enden jeweils eine Masse 30. Sie bilden jeweils eine Platte eines Kondensators, insgesamt wird also ein Kondensator ausgebildet. Wenn eine Beschleunigung an den Massen 30 angreift, kommt es zu einer Veränderung des Luftspaltes zwischen den beiden Platten, weil sich die Blattfedern durchbiegen. Dadurch verändert sich die Kapazität, das Kapazitätssignal wird von außen abgegriffen.

In der Ausführung nach Fig. 5 ist eine piezoelektrische Platte 38 randseitig gelagert. In der Mitte ist eine Masse 30 zugeordnet. Die Masse 30 kann wie in den vorherigen Beispielen im Sinne der Pfeile 32 schwingen. Die Ober- und die Unterseite der piezoelektrischen Platte 38 ist mit Elektroden belegt, an diese sind Zuleitungen 24, 26 angeschlossen und über Durchführungen 28 nach außen geführt. Bei Beschleunigungsänderungen biegt sich die Platte 38 durch und liefert ein Signal an den Zuleitungen 24, 26.

In der Ausführung nach Fig. 6 ist eine dünne Folie 40, beispielsweise eine dünne PTFE-Folie 20 µm dick randseitig eingespannt, sie trägt in der Mitte

als Masse 30 einen Permanentmagneten. Dieser und die Folie 40 bilden das schwingungsfähige Gebilde 22. Der stiftförmige Permanentmagnet wird von einer Spule 42 umgriffen, die fest mit dem Gehäuse 20 verbunden ist und deren Anschlussleitungen über Durchführungen 28 nach außen geführt sind. Bei einer Bewegung des schwingfähigen Gebildes 22 erfolgt eine Induzierung einer Spannung in der Spule 42.

Fig. 7 zeigt eine Ausführung ähnlich Fig. 5, jedoch ist nunmehr anstelle einer piezoelektrischen Platte 38 eine piezoelektrische Folie 44, z.B. PVDF, benutzt. Sie trägt in ihrer Mitte eine kleine Masse 30, beide zusammen bilden das schwingfähige Gebilde 22. Die Folie 44 hat auf ihrer Ober- und Unterseite eine Metallisierung, die Oberseite ist in Kontakt mit der Zuleitung 24, die Unterseite ist in Kontakt mit dem metallischen Gehäuse 20, über das die Zuleitung 26 angeschlossen ist. Beide Zuleitungen 24, 26 sind zu einer Schaltung 46 geführt, in dieser erfolgt eine Impedanzwandlung und eine A/D-Wandlung, das Ergebnis wird über äußere Zuleitungen 48 nach außen geführt.

In der Ausführung nach Fig. 8 hat das Gehäuse 20 eine ellipsoide Form, dies gilt auch für die folgenden Ausführungsbeispiele nach Fig. 9 bis Fig. 11.

Wiederum ist das Gehäuse 20 zweischalig. Die Trennung erfolgt in der Ebene größten Durchmessers. Fig. 8 zeigt eine Ausführung ähnlich Fig. 3, jedoch ist nunmehr die aus keramischem Material hergestellte Blattfeder 34 nach Fig. 3 ersetzt durch einen Streifen aus einem piezoelektrischen Kunststoff, z.B. PVDF. Er ist an seiner Ober- und Unterseite mit Elektroden belegt, die über Zuleitungen 24, 26 kontaktiert sind und zu einer Schaltung 46 führen, die eine Impedanzwandlung durchführt. Über äußere Zuleitungen 48 und Durchführungen 28 erfolgt die Verbindung mit der Außenwelt.

In der Ausführung nach Fig. 9 ist eine Kunststofffolie 44 ähnlich wie Fig. 7 randseitig eingespannt, sie ist nunmehr direkt über Zuleitungen 24, 26 von

außen zugänglich. Es ist eine in der Mitte angeordnete Masse 30 vorgesehen.

In der Ausführung nach Fig. 10 ist eine leichte Blattfeder 36 endseitig eingespannt und mit einer Masse 30 versehen. Sie trägt an der der Masse 30 gegenüberliegenden Oberfläche eine Verspiegelung. Über eine Lichtquelle 52, z.B. LED, wird ein feiner Lichtstrahl auf den verspiegelten Bereich gerichtet, der nach Reflexion auf einen Empfänger 54 trifft. Nach Auslenkung der plattenförmigen Biegefeder variiert das Signal am Empfänger, dieses Signal wird abgegriffen, es enthält die Schallinformation.

In Fig. 11 schließlich ist wieder ein kapazitiver Beschleunigungsaufnehmer dargestellt. Es stehen sich zwei elektrischleitende bzw. leitendbeschichtete Platten gegenüber, von denen lediglich die untere zusammen mit einer Masse 30 das schwingfähige Gebilde 22 bildet. Die untere Platte ist durch eine dünne, oberflächlich metallisierte Folie realisiert. Die obere Platte ist im wesentlichen starr. Greift an der Masse 30 eine variierende Beschleunigung an, verformt sich die untere, folienhafte Platte und ändert sich der Luftspalt, so dass es zu einer Kapazitätsänderung kommt. Es ist vorteilhaft, innerhalb des Gehäuses 20 eine elektronische Schaltung 46 vorzusehen, um den Ausgang niederohmig zu gestalten.

Die Masse 30 liegt im Bereich weniger Milligramm, beispielsweise 5 mg oder 10 mg. Insgesamt ist der Beschleunigungsaufnehmer so leichtgewichtig wie möglich ausgeführt.

DR. RER. NAT. WULF BAUER
PATENTANWALT

BAYENTHALGÜRTEL 15
D - 50968 KÖLN – MARIENBURG
TELEFON: (0221) 38 05 01
TELEFAX: (0221) 38 05 03

B10-1/02

Anmelder: Dipl.-Ing. Armin Bernhard, Flotowgasse 18, A-1190 Wien

Bezeichnung: Schallaufnehmer für ein implantierbares Hörgerät

Patentansprüche

1. Schallaufnehmer für ein implantierbares Hörgerät, insbesondere für ein Cochlea-Implantat, dadurch gekennzeichnet, dass der Schallaufnehmer ein implantierbarer elektromechanischer Wandler ist, der eine auf ihn einwirkende Beschleunigung in ein elektrisches Signal umsetzt und der Befestigungsmittel für eine Befestigung nur an mindestens einem Ossikel der Ossikelkette aufweist.
2. Schallaufnehmer nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Wandler ausgewählt ist aus der Gruppe der folgenden elektromechanischen Wandler: a) piezoelektrischer Wandler, insbesondere Biegeschwinger, Folienschwinger, b) magnetostriktiver Wandler, c) kapazitiver Wandler und d) induktiver Wandler.
3. Schallaufnehmer nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der elektromechanische Wandler eine biologisch verträgliche Oberfläche, insbesondere eine dichte Kapselung aus einem biologisch verträglichen Material aufweist.

4. Schallaufnehmer nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Schallaufnehmer von einem Gehäuse (20) aus metallisch leitendem Material umhüllt ist.
5. Schallaufnehmer nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass sich im Gehäuse (20) ein Impedanzwandler und/oder ein Analog-Digital-Wandler befindet.
6. Schallaufnehmer nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Befestigungsmittel angepasst sind auf eines der folgenden Fossikelteile: Malleus (Hammer), Incus (Amboß) und/oder Stapes (Steigbügel).
7. Schallaufnehmer nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass seine Gesamtmasse kleiner ist als 50 mg, insbesondere kleiner ist als 30 mg.
8. Schallaufnehmer nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass er ein schwingfähiges Gebilde (22) aufweist, das sich vollständig abgeschlossen innerhalb eines Gehäuses (20) befindet.
9. Verwendung eines Schallaufnehmers nach Anspruch 1 in einem menschlichen Ohr, dadurch gekennzeichnet, dass der Schallaufnehmer mit dem Malleus oder Amboß fest verbunden ist und dass die Verbindung zwischen Incus und Stapes durchtrennt ist, sodass der Incus sich frei vom Stapes bewegen kann.

Fig. 1

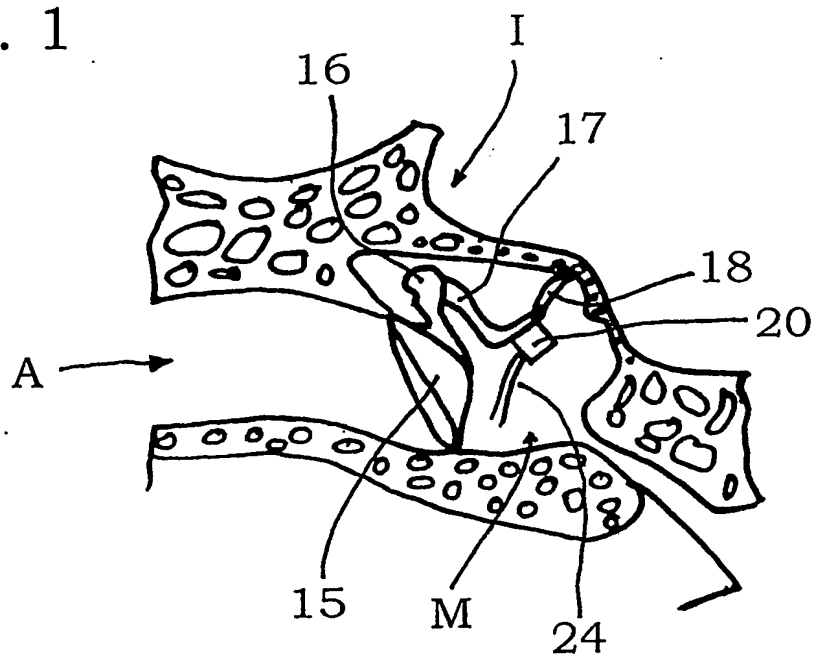


Fig. 2

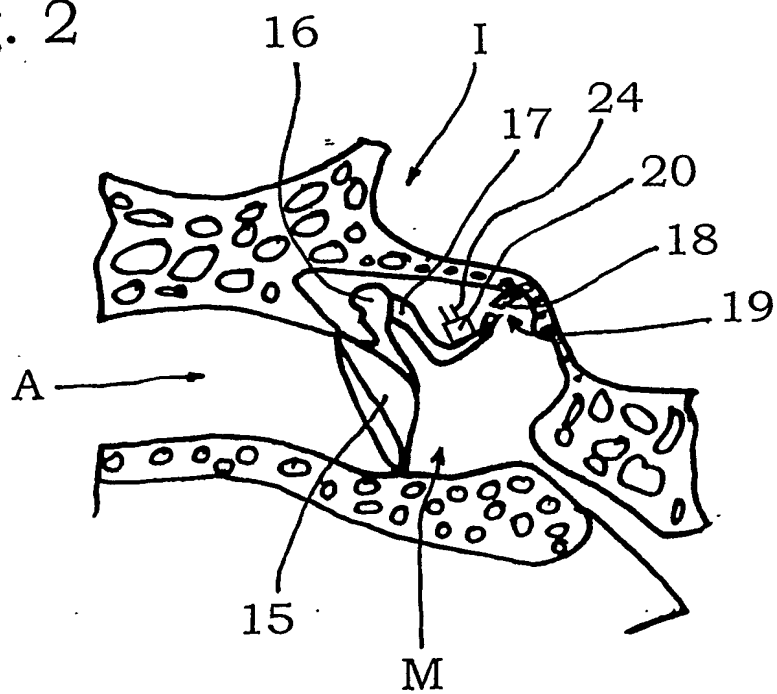


Fig. 3

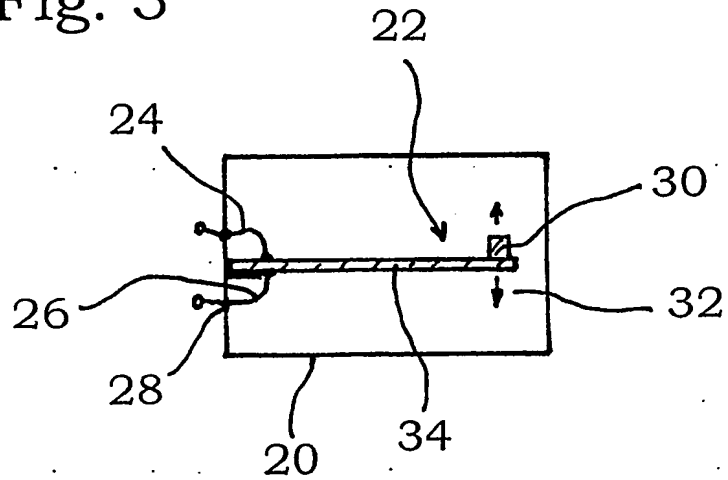


Fig. 4

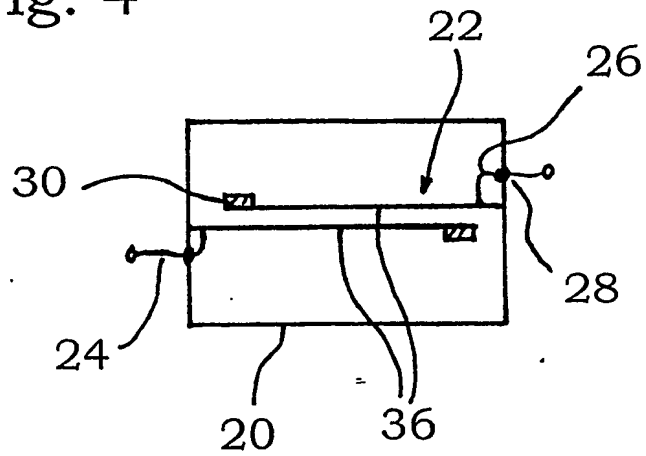


Fig. 5

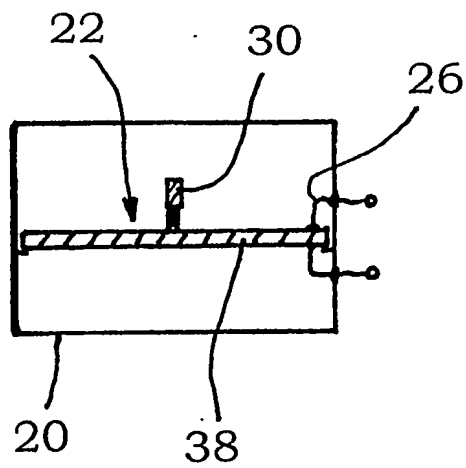


Fig. 6

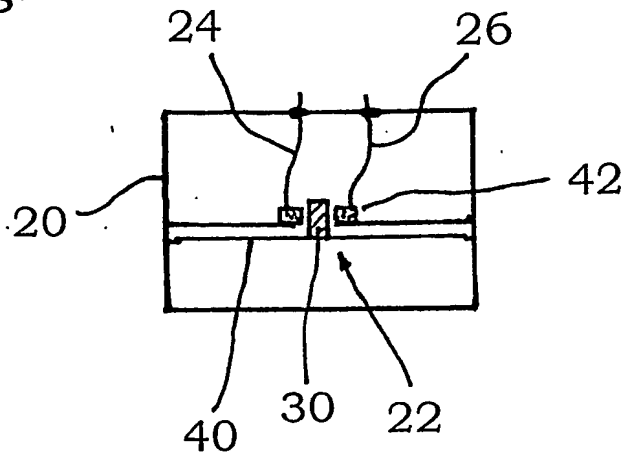


Fig. 7

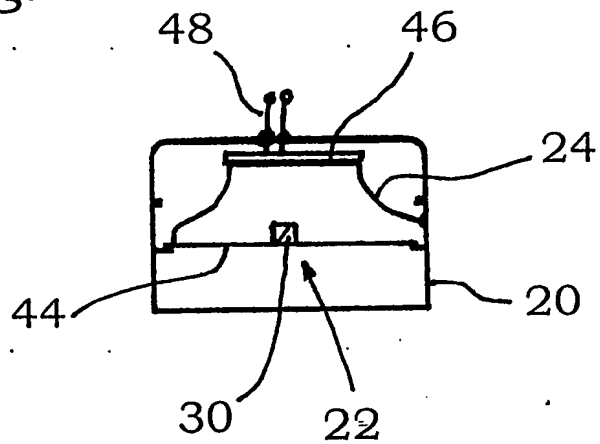


Fig. 8

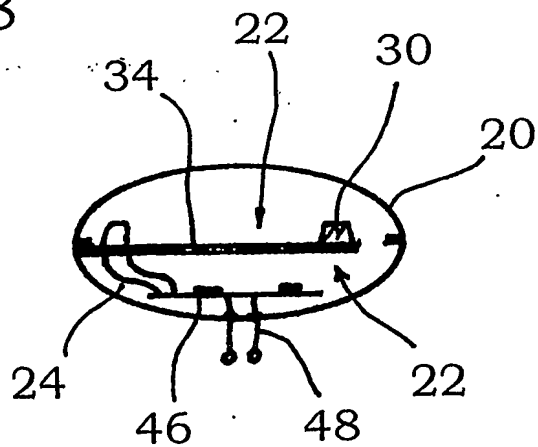


Fig. 9

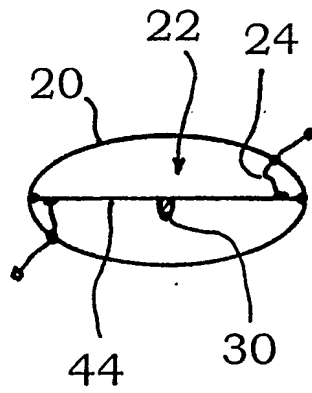


Fig. 10

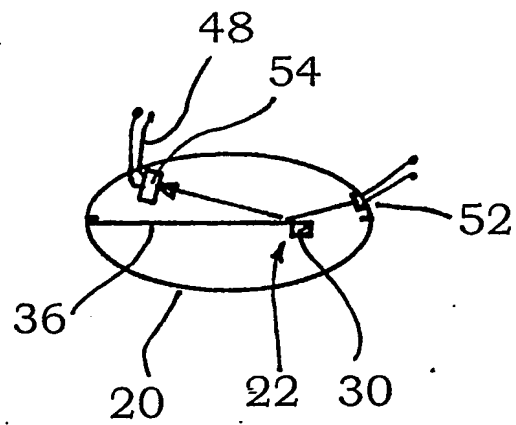
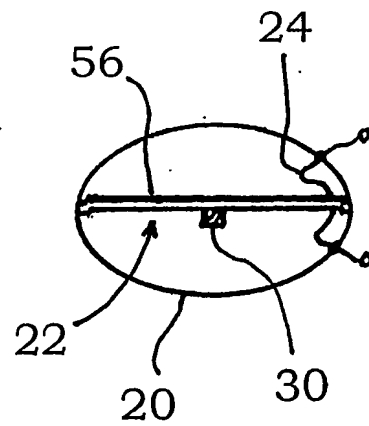


Fig. 11



DR. RER. NAT. WULF BAUER
PATENTANWALT

BAYENTHALGÜRTEL 15
D - 50968 KÖLN - MARIENBURG
TELEFON: (0221) 38 05 01
TELEFAX: (0221) 38 05 03

B10-1/02

Anmelder: Dipl.-Ing. Armin Bernhard, Flotowgasse 18, A-1190 Wien

Bezeichnung: Schallaufnehmer für ein implantierbares Hörgerät

Zusammenfassung

Die Erfindung bezieht sich auf einen Schallaufnehmer für ein implantierbares Hörgerät, insbesondere für ein Cochlea-Implantat. Der Schallaufnehmer ist ein implantierbarer elektromechanischer Wandler, der eine auf ihn einwirkende Beschleunigung in ein elektrisches Signal umsetzt und der Befestigungsmittel für eine Befestigung nur an mindestens einem Ossikel der Ossikelkette aufweist.

(Fig. 1)